

①9 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑪ **DE 37 12928 A1**

②1 Aktenzeichen: P 37 12 928  
②2 Anmeldetag: 16. 4. 87  
④3 Offenlegungstag: 3. 11. 88

IP & S-DE zugestellt
am 15. Feb. 2005
Frist

⑤1 Int. Cl. 4:  
**G01T 1/29**  
G 01 N 23/22  
// G21K 1/02,  
G01T 1/20, A61B 6/00

Behördeneigentum

DE 37 12928 A1

⑦1 Anmelder:  
Philips Patentverwaltung GmbH, 2000 Hamburg, DE

⑦2 Erfinder:  
Kosanetzky, Josef-Maria, Dr., 2000 Norderstedt, DE;  
Harding, Geoffrey, Dr., 2000 Hamburg, DE

⑤4 Röntgengerät zur Bestimmung der Ortsabhängigkeit der Streueigenschaften in einer Schicht eines Untersuchungsbereichs

Es wird ein Röntgengerät zur Erstellung von Röntgenschnittbildern beschrieben, das auf Streustrahlenbasis arbeitet. Erfindungsgemäß ist ein Blendensystem vorgesehen, durch das jeweils ein Abschnitt des Untersuchungsbereichs jeweils einem Detektor zugeordnet wird. Dadurch wird das Kontrast/Rauschverhältnis verbessert.

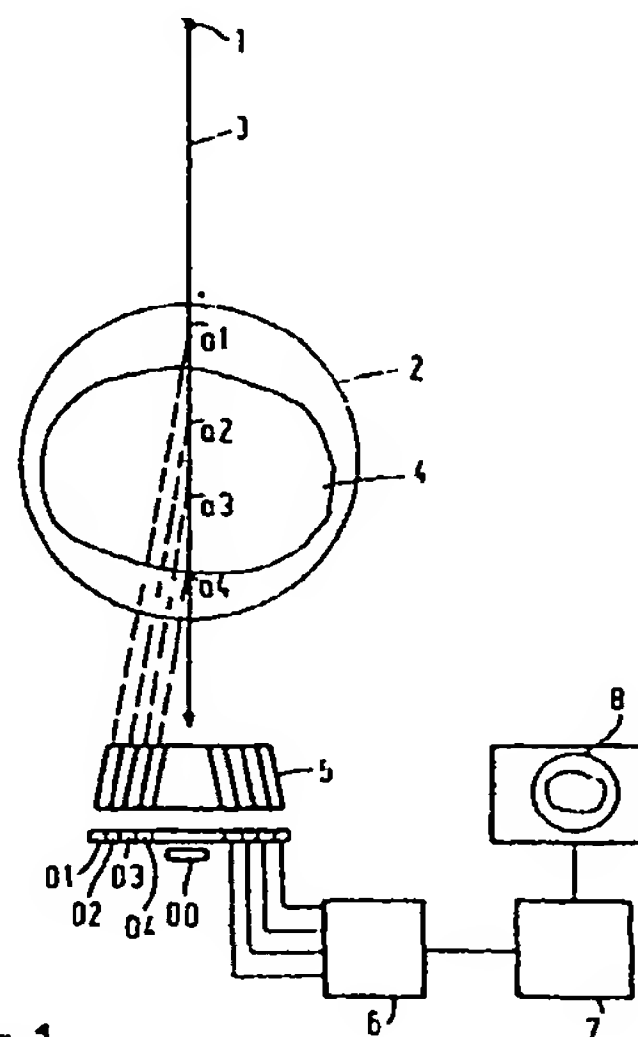


Fig.1

DE 37 12928 A1

## Patentansprüche

1. Röntgengerät zur Bestimmung der Ortsabhängigkeit der Streueigenschaften in einer Schicht eines Untersuchungsbereiches, mit einer Strahlenquelle zum Durchstrahlen des Untersuchungsbereiches mit einem Primärstrahl geringen Querschnitts, mehreren Detektoren zur Messung von Streustrahlung, Mitteln zum Erzeugen einer Relativverschiebung, so daß der gesamte Untersuchungsbereich auf einer Vielzahl von Strahlenpfaden von dem Primärstrahl durchsetzt wird, und mit einer Rekonstruktionseinheit, die aus den Meßwerten der Detektoren ein Bild der Schicht rekonstruiert, **dadurch gekennzeichnet**, daß zwischen dem Untersuchungsbereich (4) und den Detektoren ( $D_1 \dots D_4$ ) ein Blendensystem (5) so angeordnet ist, daß jeder Detektor nur von Streustrahlung aus einem Abschnitt ( $a_1 \dots a_4$ ) auf dem Primärstrahl getroffen werden kann und die Streustrahlung aus allen Abschnitten im Untersuchungsbereich auf wenigstens einen Detektor trifft.
2. Röntgengerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Streustrahlung die in unterschiedlichen Abständen vom Primärstrahl angeordneten Detektoren jeweils unter dem gleichen Streuwinkel trifft.
3. Röntgengerät nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Streuwinkel und die Energie der Röntgenquanten im Primärstrahl so aufeinander abgestimmt sind, daß die Detektoren im wesentlichen nur von elastisch gestreuter Strahlung getroffen werden.
4. Röntgengerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Blendensystem (5) konzentrisch zum Primärstrahl angeordnet und so ausgestaltet ist, daß die Teile des Blendensystems auf den Mänteln von Kegeln liegen, deren Spitzen an verschiedenen Stellen des Primärstrahls im Untersuchungsbereich liegen.
5. Röntgengerät nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß das Blendensystem in mehrere Sektoren unterteilt ist und daß jeder Sektor die Streustrahlung unter einem festen Winkel erfaßt (Fig. 3).
6. Röntgengerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Energie der Röntgenquanten durch die Detektoren gemessen wird und daß die detektierten Röntgenquanten nach Gruppen geordnet und gezählt werden, wobei jede Gruppe die Röntgenquanten mit annähernd gleicher Quantenenergie umfaßt.

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Röntgengerät zur Bestimmung der Ortsabhängigkeit der Streueigenschaften in einer Schicht eines Untersuchungsbereiches, mit einer Strahlenquelle zum Durchstrahlen des Untersuchungsbereiches mit einem Primärstrahl geringen Querschnitts, mehreren Detektoren zur Messung von Streustrahlung, Mitteln zum Erzeugen einer Relativverschiebung, so daß der gesamte Untersuchungsbereich auf einer Vielzahl von Strahlenpfaden von dem Primärstrahl durchsetzt wird, und mit einer Rekonstruktionseinheit, die aus den Meßwerten der Detektoren ein Bild der Schicht rekonstruiert.

Ein solches Röntgengerät ist aus der DE-OS 34 06 905 bekannt. Bei dem bekannten Gerät wird die Erkenntnis

ausgenutzt, daß die Streustrahlung, die mit der Richtung des Primärstrahls nur einen kleinen Winkel einschließt (z.B. kleiner als  $12^\circ$ ), überwiegend aus elastisch gestreuter Strahlung besteht und daß diese elastische Streustrahlung eine starke Winkelabhängigkeit aufweist, die Aufschluß über die Zusammensetzung des Stoffes gibt, in dem die Streustrahlung erzeugt wird. Bei dem bekannten Gerät empfängt jeder Detektor die Streustrahlung, die innerhalb des Untersuchungsbereiches im Primärstrahl entsteht. Das Ausgangssignal des Detektors ist also vom Linienintegral über die Streustrahlung längs des vom Primärstrahl durchsetzten Weges im Untersuchungsbereich abhängig. Bei einer iterativen Rekonstruktion, bei der ein zunächst angenommener Verlauf der Streudichte in Abhängigkeit von den Detektormeßwerten korrigiert wird, erfolgt diese Korrektur gleichmäßig für den gesamten Strahlenpfad, auf dem der Primärstrahl bei der Messung den Untersuchungsbereich durchsetzt — und zwar auch dann, wenn — bedingt durch die Form des zu untersuchenden Objektes — nur in einem Teil dieses Untersuchungsbereiches Streustrahlung entstehen kann.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein Röntgengerät der eingangs genannten Art so auszugestalten, daß das Kontrast/Rauschverhältnis verbessert wird.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß zwischen dem Untersuchungsbereich und den Detektoren ein Blendensystem so angeordnet ist, daß jeder Detektor nur von Streustrahlung aus einem Abschnitt auf dem Primärstrahl getroffen werden kann und die Streustrahlung aus allen Abschnitten im Untersuchungsbereich auf wenigstens einen Detektor trifft.

Bei der Erfindung ist also jeder Detektor einem bestimmten Abschnitt auf dem Primärstrahl zugeordnet, so daß der Ausgangspunkt der von diesem Detektor erfaßten Streustrahlung genauer lokalisiert werden kann. Dies wird bei der nachfolgenden Rekonstruktion ausgenutzt, in dem die Berechnung der Linienintegrale der Streudichte jeweils nur für diese Abschnitte des Primärstrahls erfolgt und nur diese Abschnitte anschließend mittels der Meßwerte des entsprechenden Detektors korrigiert werden. Auf diese Weise wird eine Verbesserung des Kontrast/Rauschverhältnisses erreicht, die ungefähr der Zahl der Abschnitte entspricht, in die der Primärstrahl durch das Blendensystem unterteilt wird.

Es sei an dieser Stelle erwähnt, daß es bei der Positronen-Emissions-Tomographie bekannt ist, durch Messung der Laufzeitdifferenzen der sich auf dem gleichen Weg ausbreitenden Annihilationsstrahlungsquanten den Ausgangspunkt dieser Quanten näher zu lokalisieren und dadurch das Kontrast/Rauschverhältnis zu verbessern (vgl. M. Ter Pogossian et al J. Com. Ass. Tomography, 1981, 227).

Die Erfindung ist nicht auf Röntgengeräte für elastische Streustrahlung beschränkt. Sie kann auch bei Röntgengeräten benutzt werden, bei denen die Comptonstreuung ausgenutzt wird. Weiterhin ist es nicht erforderlich, daß der Primärstrahl relativ zum Blendensystem feststeht; er kann auch bewegt werden, wie aus der DE-OS 34 43 095 bekannt. Auch dabei muß aber sichergestellt sein, daß in jeder Stellung des Primärstrahls relativ zum Blendensystem der Primärstrahl durch das Blendensystem in eine Anzahl von Abschnitten unterteilt wird, deren Streustrahlung durch einen gesonderten Detektor gemessen wird; in diesem Fall liegen die einzelnen Lamellen des Blendensystems jeweils in einer Ebene.

Eine bevorzugte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, daß die Streustrahlung die in unterschiedlichen Abständen vom Primärstrahl angeordneten Detektoren jeweils unter dem gleichen Streuwinkel trifft. Diese Weiterbildung ist bei einer Anordnung von Vorteil, bei der im wesentlichen die elastische Streustrahlung für einen festen Streuwinkel gemessen wird, für den der Unterschied in der Streustärke bezüglich der zu untersuchenden Stoffe maximal ist.

In weiterer Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, daß der Streuwinkel und die Energie der Röntgenquanten im Primärstrahl so aufeinander abgestimmt sind, daß die Detektoren im wesentlichen nur von elastisch gestreuter Strahlung getroffen werden.

Eine weitere Ausgestaltung sieht vor, daß das Blendensystem konzentrisch zum Primärstrahl angeordnet und so ausgestaltet ist, daß die Teile des Blendensystems auf den Mänteln von Kegeln liegen, deren Spitzen an verschiedenen Stellen des Primärstrahls im Untersuchungsbereich liegen. Wenn demgemäß die Detektoren den Primärstrahl ringförmig umschließen, ergibt sich das größtmögliche Signal/Rauschverhältnis.

Nach einer anderen Ausgestaltung ist vorgesehen, daß das Blendensystem in mehrere Sektoren unterteilt ist und daß jeder Sektor die Streustrahlung unter einem festen Winkel erfaßt. Damit ist es möglich, die elastische Streustrahlung in mehreren Winkelbereichen getrennt zu erfassen.

Die Erfindung wird nachstehend anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 eine schematische Darstellung eines Röntengeräts nach der Erfindung,

Fig. 2 die Abhängigkeit des differentiellen Streuquerschnitts vom Impulsübertrag für verschiedene Gewebe.

Fig. 3 eine bevorzugte Ausführung des Blendensystems und

In Fig. 1 ist mit 1 eine monochromatische Strahlenquelle bezeichnet, die in Verbindung mit einem geeigneten Kollimator 1a einen Primärstrahl 3 mit geringem Querschnitt erzeugt. Der Primärstrahl 3 durchsetzt einen Untersuchungsbereich 2, in dem sich ein Objekt, z.B. ein (im Querschnitt dargestellter) Patient 4, befindet.

In dem Objekt wird die Strahlung durch Fotoabsorption sowie durch Streuung geschwächt. Die Streuung wird durch zwei verschiedene Prozesse bewirkt: durch Comptonstreuung, wobei die gestreuten Quanten Energie verlieren, und durch Rayleighstreuung bzw. durch elastische Streuung, wobei die Röntgenquanten keine Energie verlieren. Für sehr kleine Streuwinkel bzw. kleine Impulsüberträge dominiert die elastische Streuung. Diese soll im folgenden anhand von Fig. 2 näher untersucht werden.

Fig. 2 zeigt die Abhängigkeit des differentiellen (d.h. auf den Raumwinkel bezogenen) Streuquerschnittes für elastische Streuung vom Impulsübertrag (momentum transfer) bezogen auf das mit  $10^{-10}\text{m}$  multiplizierte Planck'sche Wirkungsquantum — für zwei verschiedene Gewebearten. Dabei ist die Abhängigkeit des Streuquerschnitts vom Impulsübertrag für Fett mit gestrichelten Linien und für Muskelgewebe mit ausgezogenen Linien dargestellt. Man erkennt, daß der Streuquerschnitt von Fett bei einem Impulsübertrag von 0,12 maximal ist — was bei einer Energie der Röntgenquanten von 57 keV einem Streuwinkel von etwa  $1,5^\circ$  entspricht, und daß Muskelgewebe den maximalen Streuquerschnitt bei einem Impulsübertrag von etwa 0,16 aufweist, was bei einer Quantenenergie von 57 keV einem Streuwinkel von etwa  $2^\circ$  entspricht. Dies macht es mög-

lich, durch Messung der Streuintensität für einen dieser Streuwinkel ein Fettbild bzw. ein Muskelgewebepild zu erstellen.

Zu diesem Zweck ist auf der vom Röntgenstrahler 1 abgewandten Seite des Untersuchungsbereichs 2 eine Detektoranordnung vorgesehen, die aus vier konzentrisch zum Primärstrahl 3 angeordneten Detektorringen  $D1 \dots D4$  besteht sowie aus einem Detektor  $D0$ , der die Intensität des Primärstrahls nach dem Durchsetzen des Untersuchungsbereichs mißt. Zwischen dem Untersuchungsbereich 2 und der Detektoranordnung befindet sich ein Blendensystem 5, das ebenfalls konzentrisch zum Primärstrahl angeordnet ist.

Das Blendensystem besteht aus einer Anzahl von Lamellen, die jeweils den Mantel eines Kegelstumpfes bilden, wobei die Lamellen jeweils unter dem gleichen Winkel zum Primärstrahl geneigt sind, so daß jeder Detektor durch die Lamellen hindurch nur von Strahlung aus einem bestimmten Abschnitt des Primärstrahls getroffen werden kann. Beispielsweise empfängt der Detektor  $D1$  nur Strahlung aus dem Abschnitt  $a1$ , der Detektor  $D2$  Strahlung aus dem Abschnitt  $a2$  und der Detektor  $D4$  nur Strahlung aus dem Abschnitt  $a4$ . Somit wird der Primärstrahl 3 innerhalb des Untersuchungsbereichs 2 in vier Abschnitte  $a1 \dots a4$  unterteilt und jeder Detektor  $D1 \dots D4$  mißt die Streuintensität in einem der Abschnitte  $a1 \dots a4$ . Wenn der Neigungswinkel der Lamellen dabei z.B.  $2^\circ$  beträgt, kann mit Hilfe der Detektorausgangssignale ein Muskelgewebepild rekonstruiert werden.

Um die dafür erforderlichen Daten zu gewinnen, muß — wie bei Computertomographen der ersten Generation üblich — der Untersuchungsbereich 2 auf einer Vielzahl von parallelen Strahlenpfaden und unter einer Vielzahl von Winkel vom Primärstrahl 3 abgetastet werden. Es müssen also Antriebsmittel vorgesehen sein, die den Strahler 1,  $a1$ , das Blendensystem 5 und die Detektoranordnung  $D0 \dots D4$  (oder den Untersuchungsbereich 2 mit dem Objekt 4) senkrecht zum Primärstrahl 3 in eine Vielzahl verschiedener Positionen verschieben und die anschließend das System um einen kleinen Winkelbetrag drehen, wonach die Verschiebung in bekannter Weise wiederholt wird. Die dafür erforderlichen Antriebseinrichtungen sind in Fig. 1 nicht dargestellt.

Die Detektorausgangssignale, die in jeder dieser Stellen gewonnen werden, werden einer Auswerteeinrichtung 6 zugeführt, die sie verstärkt und in Digitalsignale umsetzt. Eine Rekonstruktionseinheit 7 errechnet daraus nach einem iterativen Verfahren ein Bild des Untersuchungsbereichs und gibt dies auf einem Monitor 8 wieder.

Das Iterationsverfahren entspricht dem in der DE-OS 34 06 905 beschriebenen Verfahren, bei dem zunächst eine Streudichteverteilung angenommen wird, die dann aufgrund der Meßwerte korrigiert wird. Die Korrektur erfolgt jedoch abschnittsweise, d.h. es wird beispielsweise für den Abschnitt  $a4$  das Linienintegral über die Streudichte berechnet und mit dem Meßwert des Detektors  $D4$  in der entsprechenden Stellung verglichen, wonach aus der Differenz Korrekturwerte für diesen Abschnitt abgeleitet werden. Durch diese abschnittsweise Rekonstruktion wird das Kontrast/Rauschverhältnis um einen Faktor verbessert, der näherungsweise der Zahl der Abschnitte entspricht, in die der Primärstrahl im Untersuchungsbereich unterteilt ist.

Das beschriebene Röntgengerät kann in verschiedener Hinsicht modifiziert werden:

Anstelle eines aus Lamellen aufgebauten Blendensy-



stems kann ein Blendensystem mit einer Lochplatte verwendet werden, die im Abstand vor den Detektoren angeordnet ist und die relativ leicht zu fertigen ist. Durch zusätzliche Kollimatoren vor den einzelnen Detektoren kann die Vielfach-Streustrahlung teilweise unterdrückt werden.

Die Detektorelemente können zur Horizontalen schräg geneigt angeordnet werden. Dadurch können relativ große Detektorelemente verwendet werden, wie z.B. eine Szintillator-Fotomultiplier-Kombination.

Mit der in Verbindung mit Fig. 1 erläuterten Anordnung läßt sich immer nur ein einziger Streuwinkel bzw. Streuwinkelbereich erfassen. Eine Anordnung, mit der sich verschiedene Streuwinkel erfassen lassen, ist in Fig. 3 dargestellt. Die ringförmigen Detektoren der Fig. 1 sind dabei durch Gruppen von Detektoren  $D1 \dots D3$  und  $D1' \dots D3'$  ersetzt, die die Streustrahlung in verschiedenen Winkelbereichen erfassen. Zu diesem Zweck ist zwischen den Gruppen der Detektoren und dem Untersuchungsbereich je ein Blendensystem 5 bzw. 5' vorgesehen, das so angeordnet und ausgestaltet ist, daß jeder Detektor der zugehörigen Detektorgruppe nur von Streustrahlung aus einem bestimmten Abschnitt des Primärstrahls getroffen werden kann, wobei die Streuwinkelbereiche, die die einzelnen Detektorgruppen erfassen können, voneinander abweichen. Damit wäre es beispielsweise möglich, getrennte Bilder von Fett- und Muskelgewebe zu erzeugen. Es können mehr als zwei Detektorgruppen vorgesehen sein und die einzelnen Detektoren können geradlinig oder bogenförmig gestaltet sein, was eine entsprechende Gestaltung des Blendensystemes 5 bzw. 5, voraussetzt.

Anstelle eines monochromatischen Strahlers kann auch ein polychromatischer Gamma- oder Röntgenstrahler vorgesehen sein, wenn dabei energieauflösende Detektoren verwendet werden. Die detektierten Röntgenquanten müssen dann nach Gruppen gleicher Energie geordnet werden. Diese Gruppen entsprechen — da der Streuwinkel durch das Blendensystem vorgegeben ist — unterschiedlichen Impulsüberträgen. Wie aus der DE-OS 35 26 015 bekannt, läßt sich damit für jedes Bildelement der differentielle Streuquerschnitt als Funktion des Impulsübertrages ermitteln, was Rückschlüsse über die stoffliche Zusammensetzung in diesem Bildelement zuläßt.

Die Erfindung ist aber auch bei Röntgengeräten anwendbar, bei denen nicht die elastisch gestreute Strahlung, sondern die Compton-Streustrahlung gemessen und daraus ein Bild rekonstruiert wird. Die Comptonstreuung überwiegt bei größeren Streuwinkeln. Da der Verlauf des differentiellen Streuquerschnittes für Comptonstreuung von verschiedenen Materialien nur eine schwache Funktion des Impulsübertrages ist, ist es an sich nicht so wichtig, wie bei elastisch gestreuter Strahlung, daß jeweils nur ein bestimmter Winkelbereich erfaßt wird, jedoch führt auch hier die Unterteilung des Primärstrahls in Abschnitte, die je einem Detektor zugeordnet sind, zu einer Verbesserung des Kontrast/Rauschverhältnisses. Wenn der Primärstrahl dabei relativ zum Untersuchungsobjekt mittels einer geeigneten Blende bewegt wird (vgl. DE-OS 34 43 095), müssen die Blenden des Blendensystems so geformt sein, daß der Primärstrahl in jeder Position durch die Blenden unterteilt wird. Die Blendenlamellen müssen also in Ebenen liegen, die den Primärstrahl stets in gleicher Weise schneiden.

3712928

Nummer: 37 12 928  
 Int. Cl. 4: G 01 T 1/29  
 Anmeldetag: 16. April 1987  
 Offenlegungstag: 3. November 1988

1/2

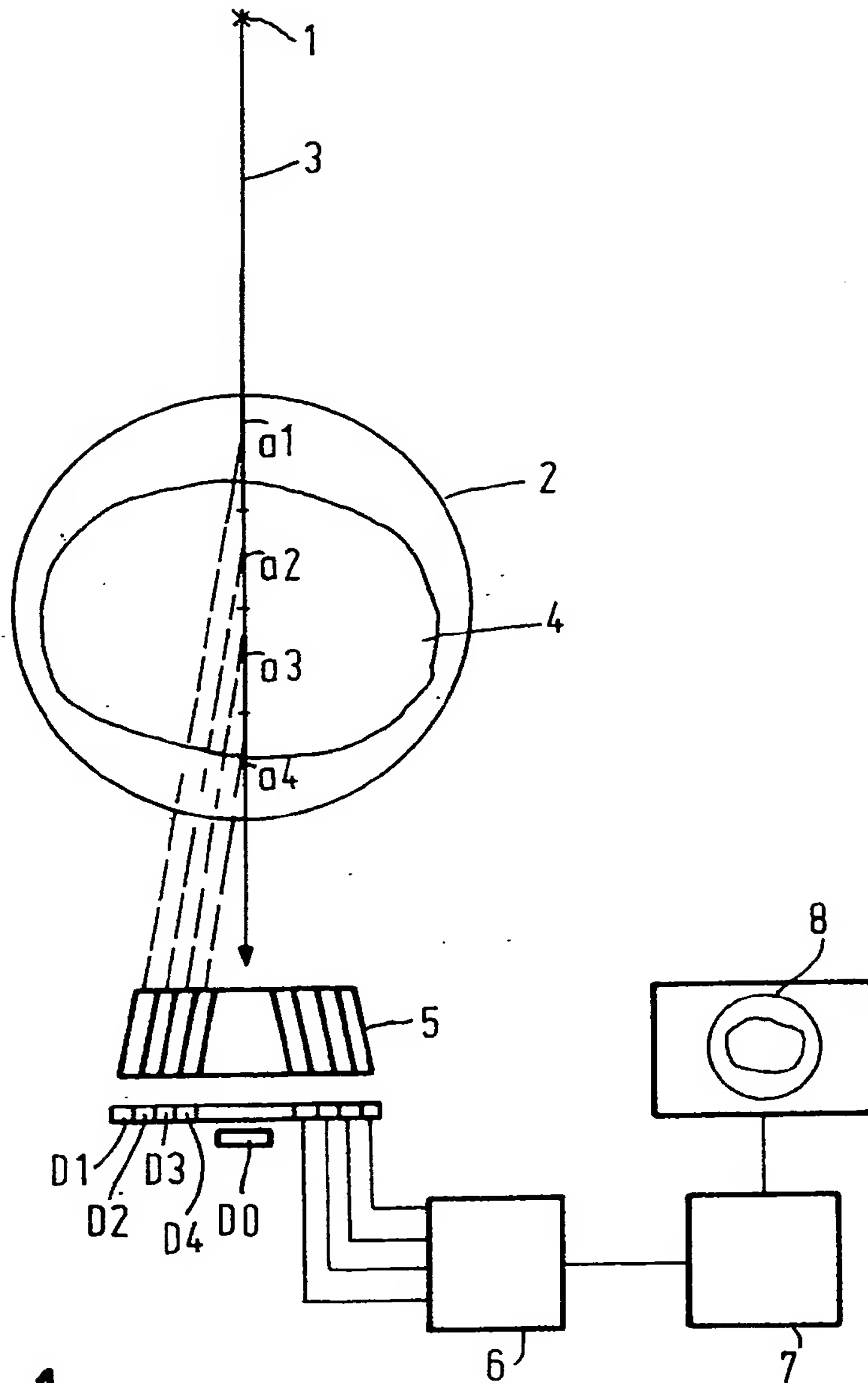


Fig.1

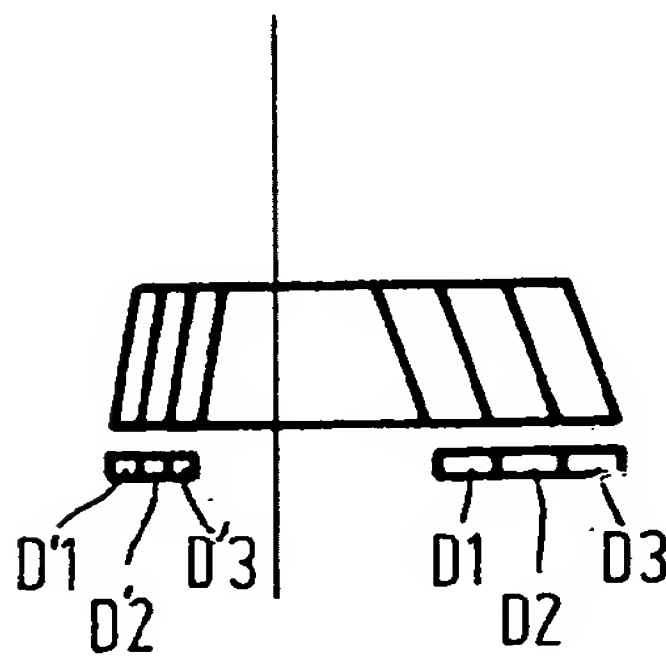


Fig.3

DE 3712928 A1

808 844/162

13

3712928

212

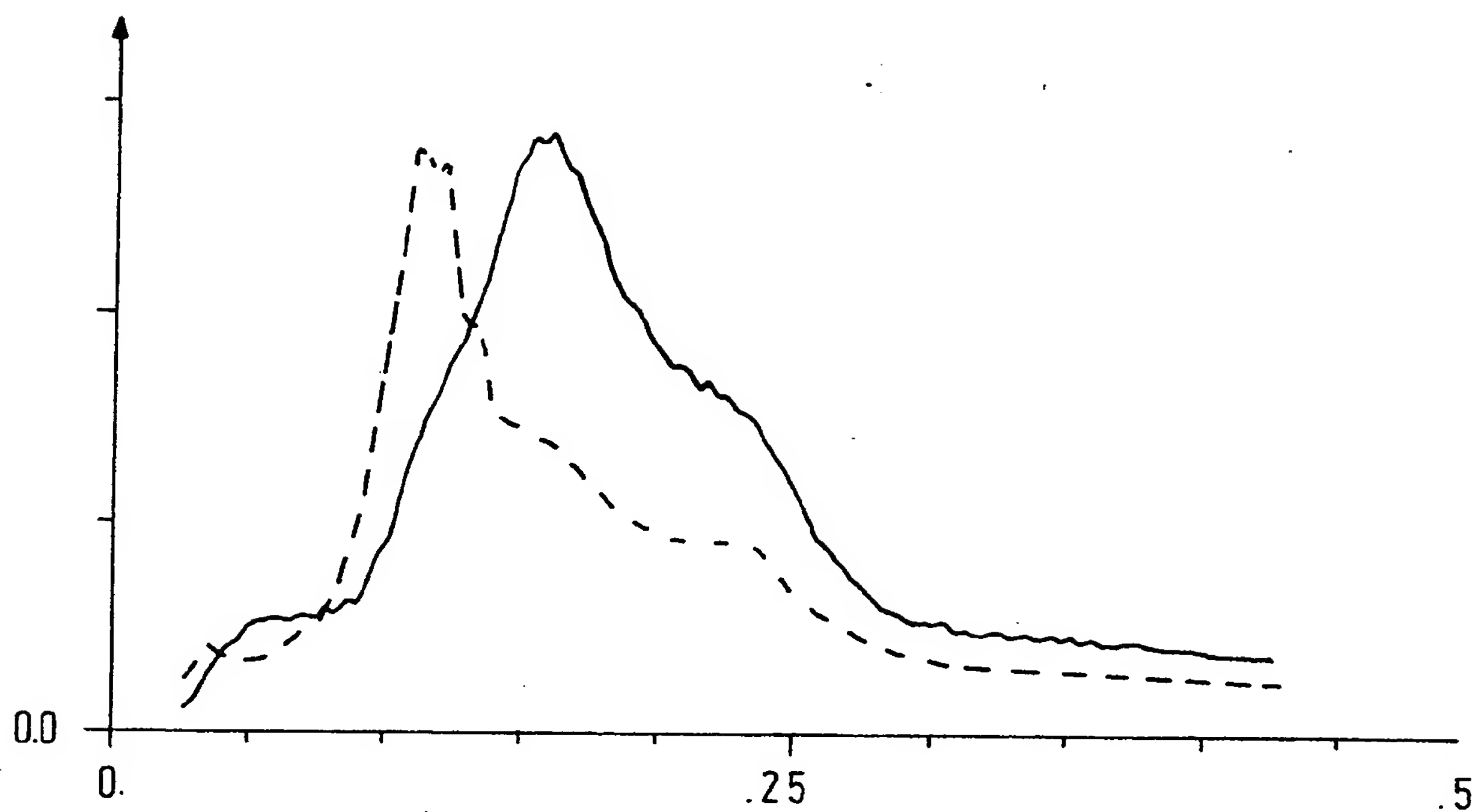


Fig.2

ORIGINAL INSPECTED